

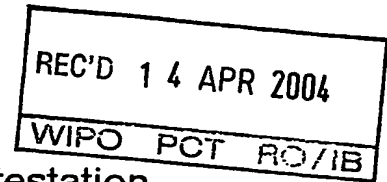


Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

(14.04.04)



Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03101108.3

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03101108.3
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 23.04.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

G01R33/20

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes aus mit einer Mehrzahl von Empfangsspulen parallel, mit unvollständiger Abtastung des

- 5 Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signalen, wobei das rekonstruierte MR-Bild als Lösung eines linearen Gleichungssystems iterativ berechnet wird.

Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens sowie ein Computerprogramm für ein solches MR-Gerät.

10

Bei der MR-Bildgebung erfolgt üblicherweise die Lokalisierung von Kernmagnetisierung innerhalb des Untersuchungsvolumens mittels zeitlich veränderlicher, räumlich inhomogener Magnetfelder (Magnetfeldgradienten). Die für die

Bildrekonstruktion verwendeten MR-Signale werden als Spannung, die in einer das

- 15 Untersuchungsvolumen umgebenden Empfangsspulenanordnung induziert wird, unter dem Einfluss einer geeigneten Abfolge (Sequenz) von Magnetfeldgradienten- und Hochfrequenzpulsen in der Zeitdomäne aufgezeichnet. Die eigentliche

Bildrekonstruktion erfolgt dann beispielsweise durch eine Fourier-Transformation der Zeitsignale. Durch die Vorgabe der Sequenz aus Magnetfeldgradienten- und

- 20 Hochfrequenzpulsen ist die Abtastung des Ortsfrequenzraumes (sog. „k-Raum“) bestimmt, durch welche wiederum der abzubildende Volumenbereich (engl. „Field of View“, oder kurz FOV) sowie die Bildauflösung festgelegt sind. Durch Anforderungen an das FOV und an die Bildauflösung wird die Zahl der Phasenkodierungsschritte bei der Abtastung des Ortsfrequenzraumes und damit die Dauer der Bildgebungssequenz

- 25 vorgegeben. Daraus ergibt sich unmittelbar ein wesentliches Problem der MR-Bildgebung: Die Aufnahme eines Bildes des kompletten FOV in der gewünschten Auflösung nimmt häufig eine unerwünscht lange Zeit in Anspruch. Dies gilt insbesondere, wenn nicht nur zweidimensionale MR-Bilder sondern auch drei- oder höherdimensionale Bilder, beispielsweise mit zusätzlichen spektralen Dimensionen,

- 30 aufgenommen werden sollen.

Eine große Zahl von technischen Weiterentwicklungen im Bereich der MR-Bildgebung zielen darauf ab, die Bildaufnahmezeit zu verkürzen. Apparative Weiterentwicklungen, die ein möglichst schnelles Schalten der Magnetfeldgradienten ermöglichen, sind heute
5 an den Grenzen des technisch Machbaren und des für den Patienten physiologisch Zumutbaren angelangt. Für eine Vielzahl von Anwendungen sind jedoch die Aufnahmezeiten immer noch zu lang.

Eine Überwindung der genannten technischen und physiologischen Grenzen der
10 konventionellen MR-Bildgebung scheint durch die in der letzten Zeit bekannt gewordenen parallelen Verfahren, wie z. B. die sogenannte SENSE-Technik (engl. „Sensitivity Encoding“) in Aussicht zu sein. Diesem Verfahren liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das räumliche Empfindlichkeitsprofil der verwendeten Empfangsspulenanordnung den MR-Signalen eine Ortsinformation aufprägt, welche bei
15 der Bildrekonstruktion ausgenutzt werden kann. Bei der parallelen, d.h. gleichzeitigen Verwendung von mehreren, separaten Empfangsspulen mit jeweils unterschiedlichen räumlichen Empfindlichkeitsprofilen kann durch Kombination der jeweils mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signale die Aufnahmezeit für ein Bild gegenüber den herkömmlichen Verfahren um einen Faktor
20 reduziert werden, der in günstigen Fällen gleich der Anzahl der verwendeten Empfangsspulen ist.

Dadurch, dass bei der SENSE-Bildgebung den räumlichen Empfindlichkeitsprofilen der verwendeten Empfangsspulen eine besondere Bedeutung zukommt, kann die Bildre-
25 konstruktion aus den parallel, mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signalen nicht, wie dies bei den herkömmlichen MR-Verfahren üblich ist, ausschließlich mittels Fourier-Transformation erfolgen. Vielmehr sind bei der SENSE-Bildgebung zur Bildrekonstruktion spezielle Signalverarbeitungstechniken erforderlich.

- Für den Fall kartesischer Abtastung des Ortsfrequenzraumes sind Rekonstruktionsverfahren für die SENSE-Bildgebung bekannt, bei welchen zunächst für jede Empfangsspule eine konventionelle Fourier-Transformation durchgeführt wird, woraus eine der Anzahl der verwendeten Empfangsspulen entsprechende Zahl von mit Unterabtastungsartefakten behafteten Bilddatensätzen resultiert. In einem zweiten Schritt werden sodann diese Bilddatensätze zu einem endgültigen MR-Bild kombiniert, wobei die Kenntnis der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der Empfangsspulen ausgenutzt wird, um die Unterabtastungsartefakte zu eliminieren.
- 10 Falls bei der SENSE-Bildgebung die Abtastung des Ortsfrequenzraumes in nicht-kartesischer Art und Weise, etwa radial oder spiralförmig erfolgt, gestaltet sich die Bildrekonstruktion wesentlich komplizierter. Prüssmann hat ein numerisch besonders effektives Verfahren vorgeschlagen, bei welchem das rekonstruierte MR-Bild als Lösung eines linearen Gleichungssystem berechnet wird (vgl. Klaas P. Prüssmann et al.: „Advances in Sensitivity Encoding with Arbitrary K-Space Trajectories“ in Magnetic Resonance in Medicine, Band 46, Seiten 638 bis 651, 2001). Aufgrund der Größe des linearen Gleichungssystems wird dieses mit vertretbarem Rechenaufwand iterativ mittels einer sogenannten CG-Methode (engl. „conjugate-gradient“) gelöst. Nachteilig ist bei dem in dem genannten Artikel vorgeschlagenen Verfahren, dass das
- 15 Iterationsverfahren mit einem „Null-Bild“, das heißt mit einem vollständig schwarzen Bild als Startbild begonnen wird, welches eine schlechte Approximation des endgültigen MR-Bildes darstellt. Dies führt dazu, dass das vorbekannte Iterationsverfahren ausgehend von diesem Startbild vergleichsweise langsam konvergiert. Entsprechend lange Rechenzeiten sind zur Rekonstruktion des endgültigen
- 20 MR-Bildes erforderlich.
- 25

Vor diesem Hintergrund liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Rekonstruktionsverfahren für die SENSE-Bildgebung bereitzustellen, welches gegenüber dem Stand der Technik bezüglich der zur Bildrekonstruktion erforderlichen

30 Rechenzeit verbessert ist.

Diese Aufgabe wird ausgehend von einem Verfahren der eingangs genannten Art dadurch gelöst, dass das Iterationsverfahren mit einem Startbild begonnen wird, durch welches das zu rekonstruierende MR-Bild approximiert wird, derart, dass in den
5 während des Verlaufs des Iterationsverfahrens erhaltenen, intermediären Lösungen des Gleichungssystems Unterabtastungsartefakte unterdrückt sind.

Es zeigt sich, dass bei Verwendung eines „Null-Bildes“ als Startbild für die Iteration das nach dem ersten Iterationsschritt vorliegende, intermediäre Bild ausgeprägte
10 Unterabtastungsartefakte aufweist. Es erfordert dann eine vergleichsweise große Anzahl von Iterationen, bis diese Unterabtastungsartefakte vollständig beseitigt sind und das endgültige MR-Bild als Lösung vorliegt. Zur Rekonstruktion des MR-Bildes ist gemäß der Erfindung eine wesentlich geringere Zahl von Iterationen nötig, wenn als Startbild ein Bild gewählt wird, welches das zu rekonstruierende MR-Bild besser approximiert
15 als das üblicherweise verwendete Null-Bild. Dadurch ist nämlich sichergestellt dass in den intermediären Bildern, die während des Verlaufs des Iterationsverfahrens berechnet werden, Unterabtastungsartefakte unterdrückt sind. Vorteilhafterweise besteht die Möglichkeit, das Startbild, mit dem das Iterationsverfahren begonnen wird, dementsprechend vorzugeben. Durch die Erfindung wird damit erreicht, dass der zur Rekonstruktion des endgültigen MR-Bildes erforderliche Rechenaufwand gegenüber dem
20 Stand der Technik stark reduziert ist.

Gemäß einer vorteilhaften Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens wird das Startbild erzeugt, indem beschränkte Teilbereiche des Startbildes aus denjenigen MR-
25 Signalen rekonstruiert werden, welche mit Empfangsspulen aufgenommen sind, die in diesen Teilbereichen jeweils eine hohe Empfindlichkeit haben. Demgemäß wird das Startbild aus einer der Zahl der verwendeten Empfangsspulen entsprechenden Zahl von Teilbildern zusammengesetzt, wobei jedes der Teilbilder direkt aus einzelnen Empfangsspulen zugeordneten MR-Signalen rekonstruiert wird. Die Teilbereiche
30 werden dabei entsprechend der Geometrie der räumlichen Empfindlichkeitsprofile der

betreffenden Empfangsspulen gewählt. Durch diese Vorgehensweise wird für moderate Reduktionsfaktoren eine besonders schnelle Konvergenz des iterativen Rekonstruktionsverfahrens erzielt.

- 5 Es sind Fälle denkbar, in denen aufgrund des Grades der Unterabtastung bestimmte Teilbereiche des Startbildes nicht in der vorbeschriebenen Weise direkt aus den mit einzelnen Empfangsspulen aufgenommen MR-Signalen rekonstruiert werden können, ohne dass das Startbild in zu großem Maße Unterabtastungsartefakte aufweist. Zumindest in einzelnen Teilbereichen kann das Startbild aber auch bei einem hohen
- 10 Grad der Unterabtastung (hoher Reduktionsfaktor) mit wenig Unterabtastungsartefakten direkt rekonstruiert werden. Es besteht nun die Möglichkeit, ausgehend von den Bildinformationen dieser Teilbereiche die zu erwartenden Unterabtastungsartefakte in den noch fehlenden Teilbereichen des Startbildes abzuschätzen. Hierbei kann die Kenntnis über das bei der Bildaufnahme eingesetzte Abtastungsschema, das heißt
- 15 insbesondere über die sogenannte Punktverbreiterungsfunktion (engl. „point-spread-function“), ausgenutzt werden. Die fehlende Bildinformation im Startbild kann nun aus den MR-Signalen synthetisiert werden, indem in diesen Bereichen das direkt aus den MR-Signalen rekonstruierte Bild entsprechend der Abschätzung der in diesen Bildbereichen auftretenden Unterabtastungsartefakte korrigiert wird. Insgesamt weist
- 20 danach das Startbild ein Minimum an Unterabtastungsartefakten auf.

Alternativ kann das Startbild aus den MR-Signalen mit gegenüber dem endgültigen MR-Bild reduzierter Auflösung rekonstruiert werden. Die erwünschte Auflösung des endgültigen MR-Bildes wird dann erst im weiteren Verlauf der Rekonstruktion erzielt.

25

- In Fällen, in denen entweder eine Mehrzahl von MR-Bildern mit räumlich benachbartem FOV, beispielsweise zur Erzeugung eines Volumenbildes aus Schichtbildern, oder eine Zeitserie von MR-Bildern, beispielsweise bei der Bildgebung von dynamischen Prozessen, erzeugt wird, bietet es sich an, gemäß der Erfindung als
- 30 Startbild ein bereits vorhandenes MR-Bild zu verwenden, welches dem aktuell zu

rekonstruierenden MR-Bild ähnlich ist. In dem bereits rekonstruierten MR-Bild sind keinerlei Unterabtastungsartefakte enthalten, so dass durch die Verwendung eines solchen Bildes als Startbild eine besonders schnelle Konvergenz des erfindungsgemäßen Rekonstruktionsverfahrens sichergestellt ist. Als Startbild kann
5 demnach beispielsweise ein bereits rekonstruiertes MR-Bild verwendet werden, welches eine zu dem noch zu rekonstruierenden MR-Bild benachbarte Bildebene hat. Bei der Aufnahme einer Zeitserie von MR-Bildern kann als Startbild ein innerhalb der Zeitserie zuvor aufgenommenes und bereits rekonstruiertes MR-Bild verwendet werden. Außerdem ist es denkbar, das Startbild durch Inter- oder Extrapolation aus bereits
10 rekonstruierten, vorhandenen MR-Bildern zu erzeugen.

Das zuvor skizzierte Rekonstruktionsverfahren eignet sich vor allem, wenn die Abtastung des Ortsfrequenzraumes bei der Aufnahme der MR-Signale radial oder spiralförmig oder in sonst wie nicht-kartesischer Art und Weise erfolgt. Denkbar ist die
15 Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens aber auch in Fällen, in denen eine kartesische Abtastung des Ortsfrequenzraumes eingesetzt wird.

Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens eignet sich ein MR-Grät mit einer Hauptfeldspule zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in
20 einem Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Gradientenspulen zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen, zumindest einer Sendespule zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Empfangsspulen zur parallelen Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen, und mit einer zentralen Steuerungseinheit zur Ansteuerung der
25 Gradientenspulen und der Sendespule, sowie mit einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit zur Verarbeitung und Darstellung der MR-Signale. Das oben beschriebene Verfahren ist auf dem erfindungsgemäßen MR-Gerät mittels einer geeigneten Programmsteuerung der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit ausführbar.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann den Benutzern von MR-Geräten in Form eines entsprechenden Computerprogrammes zur Verfügung gestellt werden. Das Computerprogramm kann auf geeigneten Datenträgern, wie beispielsweise CD-ROM oder Diskette, gespeichert sein oder es kann über das Internet auf die Rekonstruktions- und
5 Visualisierungseinheit des MR-Gerätes heruntergeladen werden.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im Folgenden anhand der Figuren erläutert. Es zeigen:

10 Figur 1 Ablaufschema des erfindungsgemäßen Verfahrens in einer ersten Variante;

Figur 2 das Verfahren gemäß der Erfindung in einer zweiten Variante;

Figur 3 MR-Gerät gemäß der Erfindung.

15

Die Figur 1 zeigt den Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Rekonstruktion eines MR-Bildes. Die Rekonstruktion geht aus von vier MR-Signal Datensätzen 1, 2, 3 und 4. Die MR-Signale wurden parallel, mit jeweils unvollständiger, radialer Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommen. In der Figur ist die Anordnung der Empfangsspulen 5, 6, 7 und 8 relativ zu dem zu untersuchenden, kreisförmigen Bildbereich (FOV), dargestellt. Aus den MR-Signal Datensätzen 1, 2, 3 und 4 wird ein Startbild 9 erzeugt, indem beschränkte Teilbereiche 10, 11, 12 und 13 des Startbildes 9 rekonstruiert werden, welche mit den Empfangsspulen 8, 5, 6 bzw. 7 aufgenommen sind, die in diesen Teilbereichen jeweils eine hohe Empfindlichkeit haben. Mit dem so
20 generierten Startbild wird zur Rekonstruktion eines endgültigen MR-Bildes 14 ein an sich aus dem Stand der Technik bekanntes Iterationsverfahren begonnen, was in der Figur durch das Symbol 15 veranschaulicht wird. Das Iterationsverfahren 15 liefert das endgültige MR-Bild 14 als Lösung eines linearen Gleichungssystems. Dadurch dass das Startbild 9 in der oben beschriebenen Art und Weise aus den MR-Signalen generiert
25 wird, wird gewährleistet, dass in den während des Verlaufs des Iterationsverfahrens 15
30

erhaltenen, intermediären Lösungen des Gleichungssystems Unterabtastungsartefakte unterdrückt sind.

Bei der in der Figur 2 gezeigten Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die
5 MR-Signal Datensätze 1, 2, 3 und 4 mit einem besonders hohen Grad der Unterabtastung, das heißt mit einem hohen Reduktionsfaktor aufgenommen. Dies führt dazu, dass das Startbild 9 in einem Teilbereich 16 nicht gemäß der Erfindung direkt aus den mit den einzelnen Empfangsspulen 5, 6, 7 und 8 aufgenommenen MR-Signalen rekonstruierbar ist. In dem Teilbereich 16 kann die fehlende Bildinformation innerhalb
10 des Startbildes 9 allerdings aus der Gesamtheit der MR-Signale synthetisiert werden. Dies erfolgt, wie oben beschrieben, durch Abschätzung der in dem Teilbereich 16 zu erwartenden Unterabtastungsartefakte aus den Teilbereichen 10, 11, 12 und 13, so dass das Startbild 9 in dem Teilbereich 16 derart korrigiert werden kann, dass es möglichst wenig Unterabtastungsartefakte aufweist.

15

Die Figur 3 zeigt ein MR-Gerät als Blockdiagramm. Das MR-Gerät besteht aus einer Hauptfeldspule 17 zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, in welchem sich ein Patient 18 befindet. Das MR-Gerät weist des weiteren Gradientenspulen 19, 20 und 21 zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten
20 in unterschiedlichen Raumrichtungen innerhalb des Untersuchungsvolumens auf.

Mittels einer zentralen Steuerungseinheit 22, die über einen Gradientenverstärker 23 mit den Gradientenspulen 19, 20 und 21 verbunden ist, wird der zeitliche und räumliche Verlauf der Magnetfeldgradienten innerhalb des Untersuchungsvolumens gesteuert. Zu dem dargestellten MR-Gerät gehört ferner eine Sendespule 24 zur Erzeugung von
25 Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen. Zur parallelen Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen dienen drei Empfangsspulen 25, 26 und 27, wobei diese so angeordnet sind, dass sie unterschiedliche räumliche Empfindlichkeitsprofile innerhalb des Untersuchungsvolumens aufweisen, damit sie zur SENSE-Bildgebung nutzbar sind. Die Sendespule 24 steht über eine Sendeeinheit 28
30 mit der Steuerungseinheit 22 in Verbindung. Die von den Empfangsspulen 25, 26 und

- 27 aufgenommenen MR-Signale werden mittels einer Empfangseinheit 29 demoduliert und verstärkt und einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 30 zugeführt. Die von der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit 30 verarbeiteten MR-Signale können mittels eines Bildschirmes 31 dargestellt werden. Die Rekonstruktions- und
- 5 Visualisierungseinheit 30 verfügt zur Durchführung des oben beschriebenen Rekonstruktionsverfahrens über eine geeignete Programmsteuerung.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes (14) aus mit einer Mehrzahl von Empfangsspulen (5, 6, 7, 8) parallel, mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signalen (1, 2, 3, 4), wobei das rekonstruierte MR-Bild (14) als Lösung eines linearen Gleichungssystems iterativ berechnet wird,
5 dadurch gekennzeichnet,
dass das Iterationsverfahren (15) mit einem Startbild (9) begonnen wird, durch welches das zu rekonstruierende MR-Bild (14) approximiert wird, derart, dass in den während des Verlaufs des Iterationsverfahrens (15) erhaltenen, intermediären Lösungen des Gleichungssystems Unterabtastungsartefakte unterdrückt sind.
- 10
2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Startbild (9) erzeugt wird, indem beschränkte Teilbereiche (10, 11, 12, 13) des Startbildes (9) aus denjenigen MR-Signalen (1, 2, 3, 4) rekonstruiert werden, welche
15 mit Empfangsspulen (5, 6, 7, 8) aufgenommen sind, die in diesen Teilbereichen jeweils
eine hohe Empfindlichkeit haben.
3. Verfahren nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
20 dass in denjenigen Teilbereichen (16) des Startbildes (9), welche aufgrund des Grades der Unterabtastung nicht direkt aus mit einzelnen Empfangsspulen (5, 6, 7, 8) aufgenommenen MR-Signalen (1, 2, 3, 4) rekonstruierbar sind, die fehlenden Bildinformationen aus der Gesamtheit der MR-Signale synthetisiert werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

5 dass das Startbild aus den MR-Signalen mit gegenüber dem endgültigen MR-Bild
reduzierter Auflösung rekonstruiert wird.

5. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

10 dass als Startbild ein bereits rekonstruiertes MR-Bild verwendet wird, welches dem
noch zu rekonstruierenden MR-Bild ähnlich ist.

6. Verfahren nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

15 dass bei der Rekonstruktion einer Mehrzahl von MR-Schichtbildern das Startbild aus
zumindest einem bereits rekonstruierten MR-Bild erzeugt wird, welches eine zu dem
noch zu rekonstruierenden MR-Bild benachbarte Bildebene hat.

7. Verfahren nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

20 dass bei der Rekonstruktion einer Zeitserie von MR-Bildern als Startbild ein bereits
rekonstruiertes MR-Bild verwendet wird, welches zeitlich vor dem noch zu
rekonstruierenden MR-Bild aufgenommen wurde.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

25 dadurch gekennzeichnet,

dass die Abtastung des Ortsfrequenzraumes bei der Aufnahme der MR-Signale (1, 2, 3,
4) radial oder spiralförmig oder in sonst wie nicht-kartesischer Art und Weise erfolgt.

9. MR-Gerät mit einer Hauptfeldspule (17) zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Gradientenspulen (19, 20, 21) zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen, zumindest einer Sendespule (24) zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im
- 5 Untersuchungsvolumen, einer Mehrzahl von Empfangsspulen (25, 26, 27) zur parallelen Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen, und mit einer zentralen Steuerungseinheit (22) zur Ansteuerung der Gradientenspulen (19, 20, 21) und der Sendespule (24), sowie mit einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (30) zur Verarbeitung und Darstellung der MR-Signale,
- 10 dadurch gekennzeichnet,
dass die Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (30) eine Programmsteuerung aufweist, welche gemäß dem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8 arbeitet.
10. Computerprogramm für ein MR-Gerät nach Anspruch 9,
- 15 dadurch gekennzeichnet,
dass durch das Computerprogramm auf der Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit des MR-Gerätes ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 implementiert wird.
-

ZUSAMMENFASSUNG

Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes

- Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Rekonstruktion eines MR-Bildes (14) aus mit einer Mehrzahl von Empfangsspulen (5, 6, 7, 8) parallel, mit unvollständiger Abtastung des Ortsfrequenzraumes aufgenommenen MR-Signalen (1, 2, 3, 4), wobei das rekonstruierte MR-Bild (14) als Lösung eines linearen Gleichungssystems iterativ berechnet wird. Um ein weiterentwickeltes Verfahren für die parallele SENSE-Bildgebung bereitzustellen, welches gegenüber dem Stand der Technik bezüglich der zur Bildrekonstruktion erforderlichen Rechenzeit verbessert ist, schlägt die Erfindung vor, dass das
- 10 Iterationsverfahren (15) mit einem Startbild (9) begonnen wird, durch welches das zu rekonstruierende MR-Bild (14) approximiert wird, derart, dass in den während des Verlaufs des Iterationsverfahrens (15) erhaltenen, intermediären Lösungen des Gleichungssystems Unterabtastungsartefakte unterdrückt sind.

15 Fig. 1

1/3

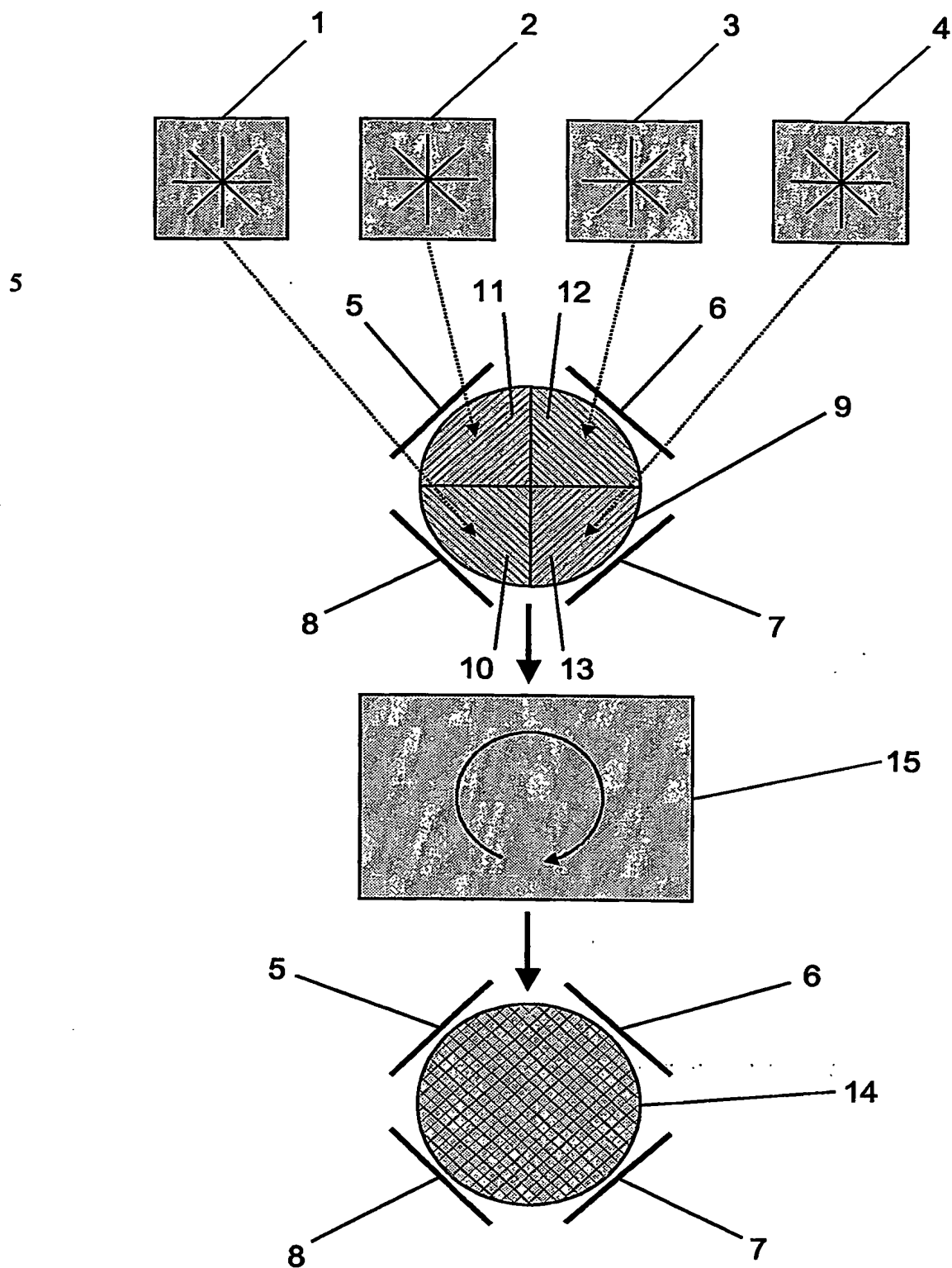


Fig. 1

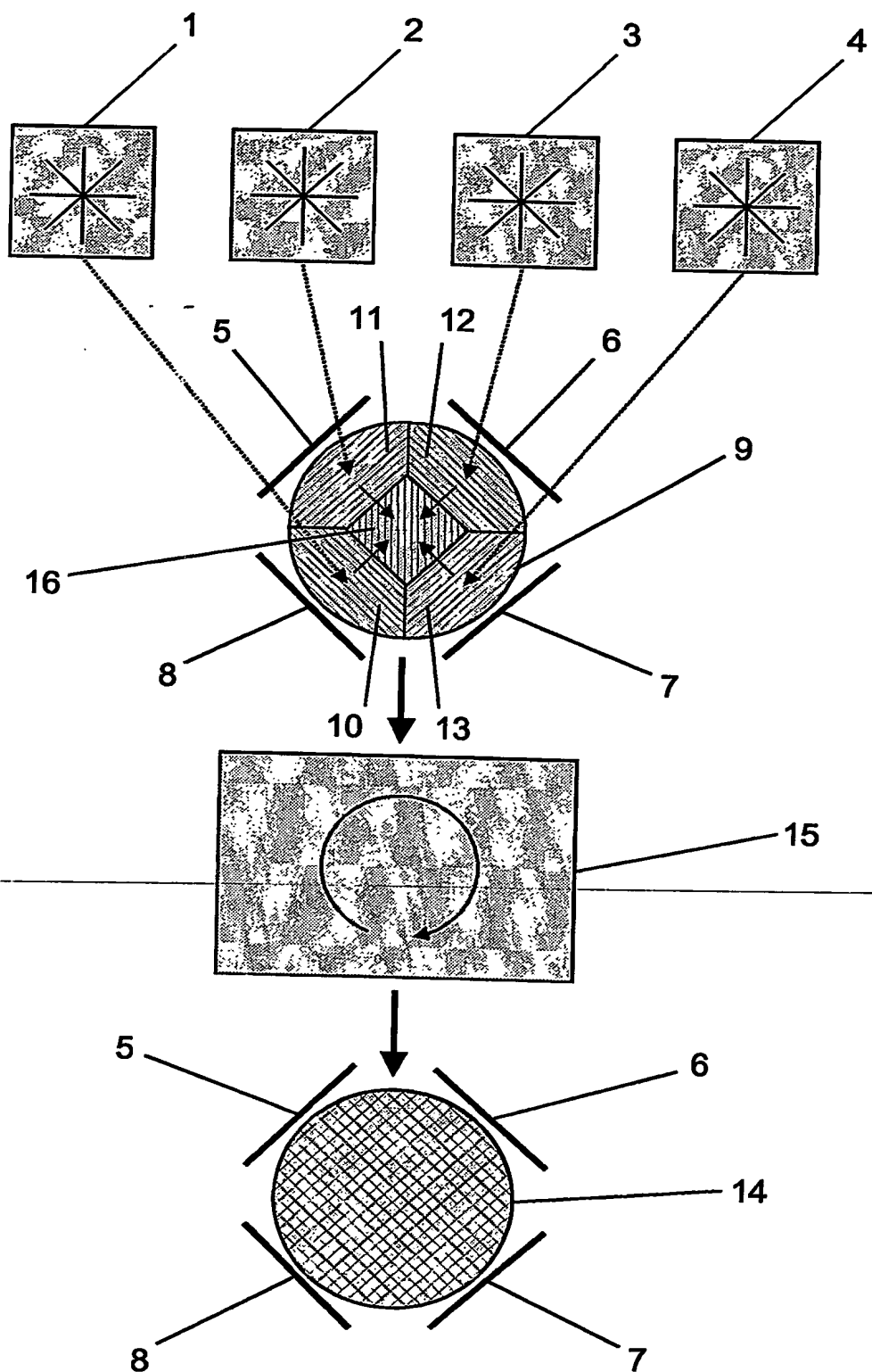
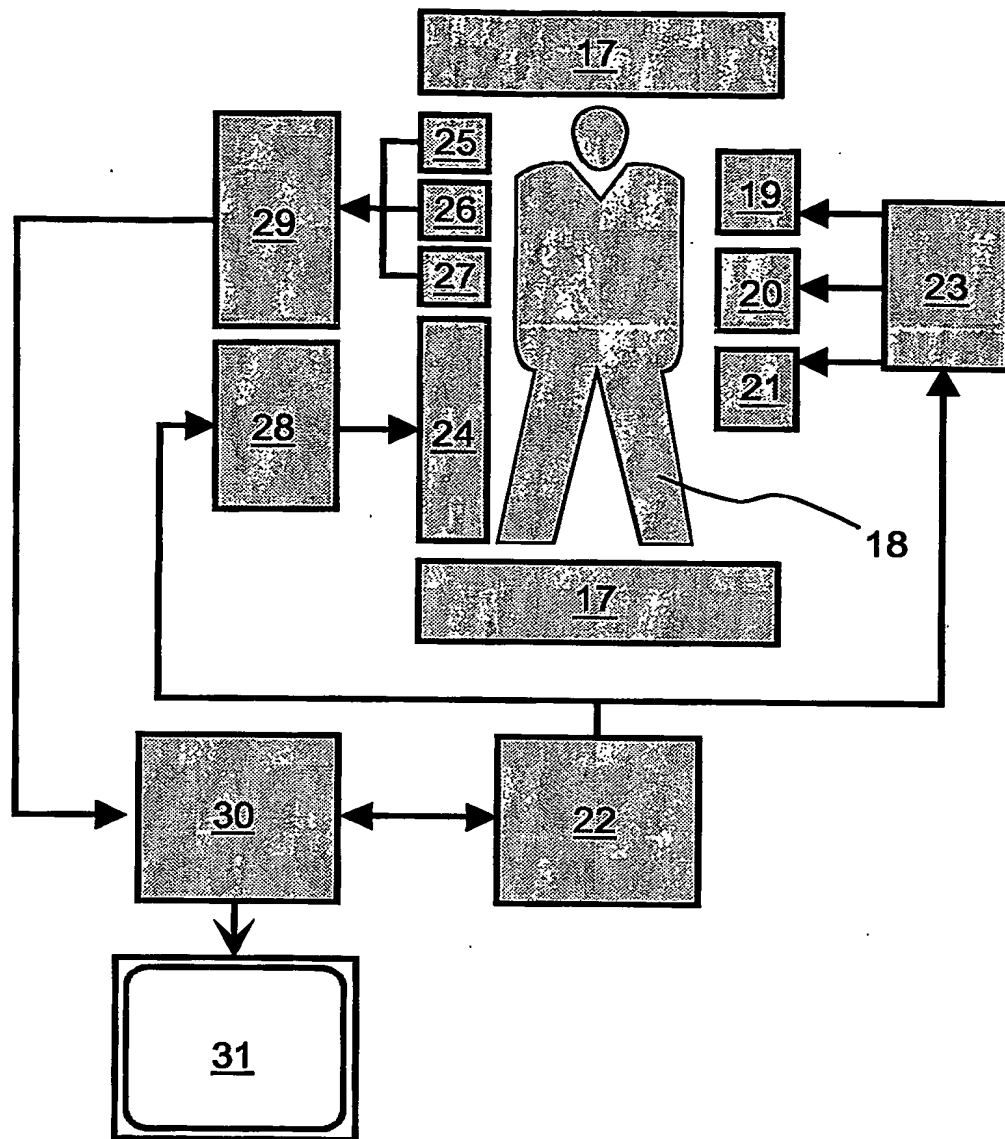


Fig. 2

**Fig. 3**

PCT/IB2004/001212



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.